



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 03 JUL. 2003

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis. rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr





INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

26bis, rue de Saint-Pierre 93002

75800 Paris Cedex 08

Téléphone: 01 53.04.53.04 Télécopie: 01 42.94.86.54

02 13 56 6

BREVET D'INVENTION

Code de la propriété intellectuelle-livre VI

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

DATE DE REMISE DES PIÈCES:
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL: 02 13 566
DÉPARTEMENT DE DÉPÔT:
DATE DE DÉPÔT: 29 oct 2002
29 OCT. 2002

Christian Norbert Marie SCHMIT
Cabinet Christian SCHMIT et Associés
8, place du Ponceau
95000 CERGY
France

Vos références pour ce dossier: 10774 FR

1 NATURE DE LA DEMANDE

Demande de brevet

2 TITRE DE L'INVENTION

Procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique

3 DECLARATION DE PRIORITE OU REQUETE DU BENEFICE DE LA DATE DE DEPOT D'UNE DEMANDE ANTERIEURE FRANCAISE

Pays ou organisation Date N°

4-1 DEMANDEUR

| | |
|----------------------|--|
| Nom | GE MEDICAL SYSTEM GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC |
| Rue | 3000 North Grandview Boulevard |
| Code postal et ville | 53188 WAUKESHA, WISCONSIN |
| Pays | Etats-Unis d'Amérique |
| Nationalité | Etats-Unis d'Amérique |
| Forme juridique | LLC |
| N° de téléphone | 01 30 70 92 91 |
| N° de télécopie | 01 30 70 91 35 |

5A MANDATAIRE

| | |
|-----------------------|--------------------------------------|
| Nom | SCHMIT |
| Prénom | Christian Norbert Marie |
| Qualité | CPI: 92 1225 |
| Cabinet ou Société | Cabinet Christian SCHMIT et Associés |
| Rue | 8, place du Ponceau |
| Code postal et ville | 95000 CERGY |
| N° de téléphone | 01 30 73 84 14 |
| N° de télécopie | 01 30 73 84 49 |
| Courrier électronique | info@schmit-associes.com |

6 DOCUMENTS ET FICHIERS JOINTS

| | Fichier électronique | Pages | Détails |
|----------------------------|----------------------|-------|---------------|
| Description | desc.pdf | 9 | |
| Revendications | ✓ | 3 | 11 |
| Dessins | ✓ | 2 | 3 fig., 3 ex. |
| Abrégé | ✓ | 1 | |
| Figure d'abrégé | ✓ | 1 | fig. 1; 2 ex. |
| Désignation d'Inventeurs | | | |
| Listage des sequences, PDF | | | |
| Rapport de recherche | | | |

7 MODE DE PAIEMENT

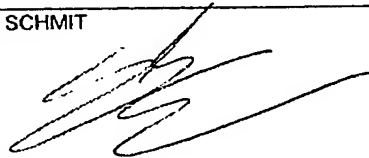
| | |
|--|-------------------|
| Mode de paiement | Virement bancaire |
| Remboursement à effectuer sur le compte n° | 2769 |

8 RAPPORT DE RECHERCHE

| Etablissement immédiat | Devise | Taux | Quantité | Montant à payer |
|--|--------|--------|----------|-----------------|
| 9 REDEVANCES JOINTES | | | | |
| 062 Dépôt | EURO | 35.00 | 1.00 | 35.00 |
| 063 Rapport de recherche (R.R.) | EURO | 320.00 | 1.00 | 320.00 |
| 068 Revendication à partir de la 11ème | EURO | 15.00 | 1.00 | 15.00 |
| Total à acquitter | EURO | | | 370.00 |

10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE

| | |
|-----------|--------------------------------|
| Signé par | Christian Norbert Marie SCHMIT |
|-----------|--------------------------------|



loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.
e garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

Procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique

L'invention a pour objet un procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique. Le domaine de l'invention est celui de l'imagerie et plus
5 précisément celui de la réduction du bruit fluoroscopique dans les images. Le domaine de l'invention est plus particulièrement celui de la réduction du bruit dans les images acquises en séquences temporelles.

Un but de l'invention est la réduction du bruit fluoroscopique dans des images.

10 Un autre but de l'invention est la réduction du bruit fluoroscopique dans des images numériques issues d'un procédé d'acquisition fluoroscopique.

Un autre but de l'invention est la détermination d'une détermination robuste d'un bruit fluoroscopique.

15 Un autre but de l'invention est la détermination d'une détermination temps réelle d'un bruit fluoroscopique.

Un autre but de l'invention est de réguler la quantité de rayonnement reçue par un patient au cours d'un examen radiographique.

20 Dans l'état de la technique on sait qu'en fluoroscopie il existe un bruit fluoroscopique et que l'écart type de ce bruit fluoroscopique est en racine carrée du nombre de photons arrivant sur le détecteur.

Dans l'état de la technique, la présence de ce bruit est connue mais n'est pas spécifiquement traité autrement que par l'expérience d'un observateur utilisant les images pour en effectuer une interprétation. Il se
25 pose dès lors un problème d'interprétation, mais aussi un problème d'exposition du patient. On peut en effet être amené à augmenter la dose de rayonnement pour améliorer le rapport signal à bruit de l'image, c'est à dire pour augmenter la proportion d'information pertinente dans l'image. Cette augmentation du rayonnement n'est pas sans conséquence pour les cellules
30 du patient qui risquent alors d'être détruites ou endommagées.

Dans l'invention on résout ces problèmes en filtrant l'image obtenue de manière à améliorer sa qualité. Ainsi, dans l'invention on élimine du bruit fluoroscopique après l'avoir déterminé / modélisé. Ce bruit est totalement
déterminé, donc modélisé, par son écart type. Cet écart type est lui-même
35 fonction de la racine carré du nombre de photon reçu par le détecteur. Le

nombre de photon est lui lié au niveau de gris dans une image numérique. On utilise donc des images numériques pour réaliser la modélisation. Cette modélisation est réalisée en plusieurs étapes. Une première étapes consiste en l'acquisition de deux images numériques d'une même zone. Pour la suite

5 une image est, sauf indication contraire, numérique. On note ici que l'enseignement de l'invention est valable quelque soit la nature, numérique ou analogique, du capteur permettant d'obtenir les images. Chaque pixel, ou point, d'une image est appairé avec un pixel de l'autre image via ses coordonnées dans l'image. Chaque pixel a aussi une valeur de niveau de

10 gris, ou niveau de gris. On regroupe les pixels par intervalle de niveaux de gris et on obtient ainsi des sous groupes de pixels. Pour chaque sous groupe de pixels on effectue une discrimination de la manière suivante: on calcul la moyenne μ et l'écart type σ de $P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)$, ou $P_i(x, y)$ est le niveau de gris du pixel de l'image i et de coordonnées (x, y) . Puis dans un sous groupe,

15 on ne garde que les $P(x,y)$ tel que $P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y) < \mu + k. \sigma$. On répète cette discrimination de manière itérative sur le résultat de la discrimination précédente. Cette discrimination permet de réduire fortement le bruit de bougé. Pour obtenir des sous groupes encore plus fiable on élimine ceux qui, à la fin de la discrimination, ne sont pas centrés, c'est à dire ceux dont la

20 moyenne est supérieure à 1.5 fois l'écart type. On est alors en connaissance d'une collection de paire (v, σ) , ou v est un niveau de gris. Ces paires permettent d'effectuer une régression aboutissant à des paramètres α, β et γ tel que $\sigma(v) = \alpha.\sqrt{v} + \beta.v + \gamma$, ou $\sigma(v)$ est une modélisation du bruit fluoroscopique. Cette régression est rendue robuste en l'itérant après avoir

25 pondéré les σ des couples (v, σ) tirant la courbe vers le haut de manière à obtenir une courbe passant sous la majorité des points (v, σ) .

Une fois le bruit modélisé, on peut le supprimer de l'image et ainsi améliorer la lisibilité de l'image et éventuellement diminuer la dose de rayonnement requise pour l'obtention d'une image lisible.

30 L'invention a donc pour objet un procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique comportant les étapes suivantes:

- on acquiert au moins deux images $i-1$, et i , d'une même zone,
 - on transcode les images acquises en images numériques identifiable
- à des matrices de dimensions horizontale x verticale égale à $N \times M$, chaque
- 35 image numérique étant alors composée de $N.M$ points, chaque point d'une

image i étant identifiable par ses coordonnées $0 < x < N$, et $0 < y < M$, on parle alors d'un point $P_i(x,y)$, à chaque $P_i(x,y)$ correspond une valeur v résultat de l'acquisition de l'image, la valeur v ayant une dynamique comprise entre V_{min} et V_{max} ,

5 procédé caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes:

- on divise la dynamique $V_{max} - V_{min}$ en sous groupes définis par une borne inférieure B_i et une borne supérieure B_s , les sous groupes étant d'intersection nulle, la réunion des sous groupes couvrant la dynamique $V_{max} - V_{min}$, un point d'une image i appartient alors à un sous groupe
10 donné lorsque $B_i \leq P_i(x,y) < B_s$,

- on calcule, pour au moins un sous groupe SG, l'écart type σ des $P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)$,

- on discrimine les $P_i(x,y)$ de SG en ne conservant que ceux tels que le critère C :

15 $P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y) < \mu(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)) + k.\sigma$,

soit satisfait, on obtient ainsi un sous groupe SG',

- on applique les mêmes traitements au sous groupe SG' qu'au sous groupe SG et ainsi de suite par itération jusqu'à obtenir un sous groupe SG'', correspondant à un critère de fin d'itération,

20 - on effectue les traitements itératifs sur tous les sous groupes définis dans la dynamique $V_{max} - V_{min}$, pour chaque sous groupe on obtient ainsi un écart type associé à une abscisse $v = (B_i + B_s) / 2$,

- on effectue une régression sur les points obtenus à l'étape précédente pour déterminer les coefficients α , β et γ de la fonction de bruit:

25 $\sigma(v) = \alpha.\sqrt{v} + \beta.v + \gamma$

définissant le bruit fluoroscopique pour un v donné.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui l'accompagnent. Celles ci sont présentées à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention. Les figures montrent:

30 - Figure 1: une illustration d'étapes du procédé selon l'invention.
- Figure 2: une illustration d'une séquence d'image.
- Figure 3: une illustration d'une représentation graphique des paires (v, σ) .

La figure 1 montre une étape 101 préliminaire d'acquisition d'images.
35 Cette acquisition est réalisée par un appareil radiographique de type scanner

permettant d'acquérir des images d'organes internes d'un organisme vivant, et en particulier d'un corps humain. Les technologies de ces appareils sont basées sur l'émission d'un rayonnement qui est reçu sur un capteur après avoir traversé l'organisme. Le rayonnement reçu par le capteur est donc

5 fonction de l'organisme traversé. Le capteur produit une image numérique susceptible d'être visualisée sur un écran, imprimée, et ou traitée par un ordinateur, ou tout appareil comportant des circuits de traitement. Le procédé selon l'invention est enregistré dans une mémoire sous forme de codes instructions et mis en œuvre par un microprocesseur, ce en vue d'améliorer

10 l'interprétation d'une image et d'ou de diminuer la dose de rayonnement employé pour réaliser un examen. Cette mémoire et ce microprocesseur sont de préférence compris dans l'appareil radiographique. Dans la pratique cette mémoire et ce microprocesseur sont connectés à l'appareil radiographique, soit par un connecteur interne, soit par un connecteur externe à l'appareil

15 radiographique.

Classiquement une image a une résolution de 1000 par 1000 et comporte donc 1 millions de points ou pixels, chaque point de l'image étant repéré par ses coordonnées dans l'image, chaque point de l'image étant associé à une valeur de niveau de gris, d'intensité ou à une autre grandeur

20 numérique. Dans notre exemple nous considérerons qu'il s'agit d'un niveau de gris obtenu après exposition fluoroscopique, c'est à dire une exposition à un faible rayonnement. Une image est assimilable à un tableau de N lignes par M colonnes. N et M ne valent pas systématiquement 1000, leurs valeurs dépendent de la résolution spatiale du capteur / détecteur utilisé. Leurs

25 valeurs n'influent pas sur l'efficacité du procédé. Le mode opératoire de l'invention reste valable pour une exposition non fluoroscopique.

Comme déjà dit, en fluoroscopie l'écart type du bruit fluoroscopique est en racine carrée du nombre de photons arrivant sur le détecteur, hors il se trouve que le niveau de gris est proportionnel à la quantité de photon

30 reçu, ce qui permet de travailler sur les niveaux de gris.

Le bruit fluoroscopique est la résultante du bruit quantique et de la réponse du système d'acquisition d'image c'est à dire du détecteur. Le procédé décrit par la suite traite l'ensemble bruit quantique et appareil. Techniquement parlant, le procédé n'est pas spécifique au bruit quantique ou

35 à un appareil, mais il peut être appliqué à tout autre bruit non

spatialement corrélé.

Pour la plupart des examens les images sont acquises en séquences temporelles, c'est à dire les unes à la suite des autres. Cela permet d'observer un organe au cours d'un cycle comme le cycle cardiaque par exemple. Dans de tel examen on dispose donc de plusieurs images, ou clichés, successives d'une même zone d'un organisme. Ces images successives ont la même résolution et deux pixels de même coordonnée correspondent à une même zone de l'organisme, sauf si l'organisme s'est déplacé entre les deux clichés. De tels déplacements peuvent survenir quand on essaie d'obtenir une image du cœur par exemple.

Considérons que l'appareil radiographique a fourni deux images $i-1$ et i d'une même zone d'un organisme. Ces images ont une résolution horizontal de N pixels, et une résolution verticale de M pixels. Comme illustré par la figure 2. Un point de coordonnées (x, y) d'une image i a un niveau de gris égal à $P_i(x, y)$.

De l'étape 101 on passe à une étape 102 de sous-échantillonnage des images issues de l'appareil de radiographie. A chaque pixel d'une image est associé une valeur correspondant à un niveau de gris. Cette valeur a une certaine dynamique. En d'autre termes à chaque pixel est associée une valeur comprise entre V_{min} et V_{max} . Classiquement V_{min} vaut 0 et V_{max} 2^{14} . Dans la pratique V_{min} et V_{max} dépendent du capteur utilisé et de son calibrage. Lorsque l'on sous échantillonne une image, on divise l'intervalle $[V_{min}, V_{max}]$ en sous intervalles disjoints de telle manière que la réunion des sous intervalles couvre $[V_{min}, V_{max}]$. A chaque sous intervalle $[B_i, B_s]$ inclut dans $[V_{min}, V_{max}]$ correspond un sous groupe de pixels tels que $B_i \leq P_i(x, y) < B_s$.

Dans la pratique les sous intervalles ont une dynamique de 20, c'est à dire que l'intervalle $[V_{min}, V_{max}]$ est découpé en sous intervalle de largeur 20. Le sous échantillonnage consiste alors à répartir les points d'une image dans les sous groupes correspondant aux sous intervalles. Il est possible qu'il y ait des sous groupes vides. Un sous groupe est aussi appelé un échantillon.

Dans la pratique le sous échantillonnage est réalisé dès que l'on a décidé du découpage en sous intervalles et il n'y a pas de répartition physique. La répartition se fait par simple lecture du niveau de gris d'un pixel.

La répartition en sous groupe se fait par lecture de l'image i .

De l'étape 102 on passe à une étape 103 de calcul d'un écart type pour un échantillon. On considère les points d'un sous groupe SG de l'image i en correspondance avec des points de l'image $i-1$. Des points sont en correspondance dès lors qu'ils ont les même coordonnées. Ainsi le fait
5 d'avoir déterminé un sous groupe dans l'image i détermine un sous groupe comportant les même points dans l'image $i-1$. Dans l'étape 103 on calcule donc l'écart type σ des $(P_i(x, y) - P_{i-1}(x, y))$ avec (x, y) appartenant à SG.

De l'étape 103 on passe à une étape 104 de discrimination du sous
10 groupe SG. Cette discrimination consiste à éliminer les points aberrants résultant par exemple d'un bougé de l'organe à imager. La discrimination se fait selon le critère suivant: (x, y) de SG appartient à SG' si et seulement si

$$P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y) < \mu(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)) + k.\sigma,$$

ou $\mu(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y))$ est la moyenne des $(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y))$ pour (x, y)
15 dans SG. SG' est donc inclus dans SG mais peut ne pas comporter tous les points de SG.

Le nombre k est un paramètre de l'algorithme, il vaut de préférence 2. Mais n'importe quel nombre non nul convient. Plus le nombre k choisi est élevé moins l'algorithme est discriminant. Un nombre k supérieur à 10
20 convient donc aussi mais la discrimination est alors très faible.

De l'étape 104 on passe à l'étape 105 de détermination de la fin de l'itération. Un premier critère possible pour la fin de l'itération est que SG' soit identique à SG. Dans ce cas on passe à une étape 106 de centrage. Sinon on remplace SG par SG' et on reprend les étapes 103 et 104.

Un deuxième critère possible de fin d'itération est un nombre de
25 boucle. Dans ce cas, dans l'étape 105 on remplace SG par SG' et on reprend à l'étape 103. Ce remplacement est réalisé un nombre maximal prédéfini de fois par exemple 5 fois. Mais ce nombre est indicatif et paramétrable en fonction de la qualité de la modélisation que l'on souhaite
30 obtenir. Plus ce nombre est élevé, meilleur est la qualité, mais plus longue est la modélisation.

Dans la pratique il est possible de combiner les premier et deuxième critères via une combinaison logique. Le critère est alors que l'on itère tant que le nombre d'itération est inférieur au nombre maximal ET tant que SG
35 est différent de SG'.

Dans l'étape 105, si le critère de fin d'itération n'est pas validé, on passe à l'étape 103 après avoir effectué l'opération $SG = SG'$. Sinon, on passe à l'étape 106.

L'étape 106 a pour but de rendre le procédé encore plus robuste.

- 5 Dans l'étape 106 on élimine du traitement les échantillons, ou sous groupe SG' , résultant de l'étape 105 tel que:

$$\mu(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)) > l.\sigma(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)),$$

avec (x, y) dans SG' et l valant classiquement 1.5. Le fait d'éliminer un sous groupe signifie que ce sous groupe ne sera plus pris en compte à partir de

- 10 l'étape 108 incluse.

De l'étape 106 on passe à une étape 107 dans laquelle on vérifie que tous les sous groupes déterminés lors de l'étape 102 ont été traités. Si ce n'est pas le cas on répète les étapes 103 à 106 pour tous les sous groupes non encore traités.

- 15 A la fin de l'étape 107, on est capable d'associer à chaque sous groupe non vide et non écarté à l'étape 106 une valeur v et un écart type σ . La valeur v est la valeur moyenne du sous intervalle ayant servi à déterminer initialement le sous groupe. Un sous intervalle étant déterminé par une borne inférieur B_i et une borne supérieur B_s , v vaut $(B_i + B_s) / 2$. L'écart type σ est
20 le dernier écart type calculé pour le sous groupe. On a donc une collection de couple (v, σ) .

- De l'étape 107, lorsqu'il n'y a plus de sous groupe à traiter, on passe à une étape 108 de régression. La figure 3 illustre le fait qu'il est possible de représenter graphiquement les couples (v, σ) , en plaçant v en abscisse, v est
25 compris entre V_{min} et V_{max} .

A partir des couples (v, σ) on effectue une régression de manière à déterminer des premiers coefficients α , β et γ modélisant une courbe $\sigma(v) = \alpha.\sqrt{v} + \beta.v + \gamma$ passant au plus près de l'ensemble des couples (v, σ) .

- De l'étape 108 on passe à une étape 109 dans laquelle on évalue un
30 critère de fin d'itération. Un premier critère de fin d'itération est, par exemple, la présence de points sous la courbe définie à l'étape 108. Si de tels points existent on passe à une étape 110 dans laquelle on modifie la pondération de ces points. De l'étape 110 on passe alors à l'étape 108. Si de tels points n'existent pas, on passe de l'étape 109 à une étape 111 de fin. L'étape 108
35 est donc effectuée plusieurs fois sur la base d'une collection de couple dont

la pondération évolue en fonction de la position du couple par rapport à la dernière courbe déterminée, c'est à dire par rapport aux derniers coefficients α , β et γ déterminés à l'étape 108.

Un deuxième critère de fin d'itération est l'utilisation d'un compteur d'itération. Avec ce deuxième critère on effectue les étapes 108 à 110 un nombre R prédéterminé de fois. Dans la pratique R vaut 5. Il est toutefois possible d'utiliser n'importe quelle valeur pour R .

Dans une variante on utilise les premiers et deuxième critères combinés par un opérateur logique ce qui permet de prendre en compte la plus favorable des conditions d'arrêt de l'itération en terme de temps de traitement. Ainsi on arrête l'itération dès que le nombre maximal d'itération est atteint ou dès qu'il n'y a plus de couple au dessous de la dernière courbe déterminée.

Dans l'étape 110 on prépare un affinage de la régression de l'étape 108. Cette affinage se fait via une pondération des couples (v, σ) situés au dessus de la courbe définie à l'étape 108. Ces points sont détectés facilement, il s'agit des points pour lesquels $\sigma(v) < \sigma$. Pour ces couples on applique une pondération P strictement inférieure à 1 sur la valeur σ du couple (v, σ) qui devient alors $(v, P.\sigma)$. De l'étape 110 on passe à l'étape 108 de régression avec l'ensembles des couples (v, σ) , qu'ils soient pondérés ou non, issus de l'étape 110. Une valeur typique de P est 0,95, mais n'importe quelle valeur comprise dans l'intervalle $[0 \dots 0,99]$ convient. Des résultats satisfaisant sont obtenus avec une valeur P dans l'intervalle $[0,75 \dots 1]$.

Lorsque que la condition de fin d'itération est remplie, on passe de l'étape 109 à l'étape 111 de fin. Dans l'étape 111 l'appareil ayant effectué le traitement est en possession de coefficients α , β et γ de la fonction:

$$\sigma(v) = \alpha.\sqrt{v} + \beta.v + \gamma$$

modélisant le bruit fluoroscopique lors d'un examen mettant en œuvre un appareil fluoroscopique. L'appareil ayant effectué le traitement utilise ces coefficients soit pour déterminer un filtre permettant de produire une image dans laquelle bruit fluoroscopique a été sensiblement réduit, soit il utilise ces coefficients pour paramétrer l'appareil fluoroscopique.

Dans le cas d'un filtrage, l'image après filtrage est donc exempte de bruit fluoroscopique ce qui favorise sa lecture et son interprétation par un praticien. Il s'agit donc d'une avancé considérable pour le praticien qui peut

alors se fier d'avantage aux images fournies par les appareils de radiographie.

Dans le cas d'un paramétrage de l'appareil fluoroscopique, cela est utile car une fois les coefficients déterminés, on est en connaissance de la quantité de bruit présente dans une image, et donc du rapport signal sur bruit. Si ce rapport signal sur bruit est satisfaisant, c'est à dire beaucoup de signal et peu de bruit, on diminue la dose de rayonnement émise par l'appareil fluoroscopique. L'examen devient alors moins traumatisant pour la patient. D'un autre côté, si le rapport signal sur bruit est mauvais on augmente la dose de rayonnement afin que l'examen soit pertinent. Dans les deux cas on obtient un gain car on a réussi à déterminer la dose optimale de rayonnement pour obtenir le résultat le plus pertinent possible.

Dans la pratique les deux utilisations des coefficients α , β et γ sont mises en œuvre.

Une séquence d'image comporte un nombre variable d'images. On utilise les deux premières images de la séquence pour déterminer les coefficients α , β et γ qui seront appliqués par la suite pour le traitement de toutes les images de la séquence.

Dans une variante, on calcule les coefficients α , β et γ pour chaque image de la séquence, chaque image est alors associée à son propre jeu de coefficients.

Dans la description on utilise une image i pour définir les sous-groupes, et on appaire l'image i avec l'image précédente $i-1$. Dans une variante on peut aussi appairer l'image i avec une image suivante $i+1$.

Le procédé selon l'invention est mis en œuvre soit sur une station de traitement d'images numériques, soit dans un dispositif de commande d'un appareil de radiographie. Avec les machines usuellement utilisées dans le domaine de la radiographie le procédé selon l'invention fournit des résultats en une trentaine de millisecondes pour le traitement d'une image ayant une définition d'un million de points. Ces performances sont très satisfaisantes dans un contexte temps réel. Un opérateur n'a pas l'impression d'attendre l'image.

alors se fier d'avantage aux images fournies par les appareils de radiographie.

5 Dans le cas d'un paramétrage de l'appareil fluoroscopique, cela est utile car une fois les coefficients déterminés, on est en connaissance de la quantité de bruit présente dans une image, et donc du rapport signal sur bruit. Si ce rapport signal sur bruit est satisfaisant, c'est à dire beaucoup de signal et peu de bruit, on diminue la dose de rayonnement émise par l'appareil fluoroscopique. L'examen devient alors moins traumatisant pour la patient. D'un autre côté, si le rapport signal sur bruit est mauvais on
10 augmente la dose de rayonnement afin que l'examen soit pertinent. Dans les deux cas on obtient un gain car on a réussi à déterminer la dose optimale de rayonnement pour obtenir le résultat le plus pertinent possible.

Dans la pratique les deux utilisations des coefficients α , β et γ sont mises en œuvre.

15 Une séquence d'image comporte un nombre variable d'images. On utilise les deux premières images de la séquence pour déterminer les coefficients α , β et γ qui seront appliqués par la suite pour le traitement de toutes les images de la séquence.

20 Dans une variante, on calcule les coefficients α , β et γ pour chaque image de la séquence, chaque image est alors associée à son propre jeu de coefficients.

Dans la description on utilise une image i pour définir les sous groupes, et on appaire l'image i avec l'image précédente $i-1$. Dans une variante on peut aussi appairer l'image i avec une image suivante $i+1$.

25 Le procédé selon l'invention est mis en œuvre soit sur une station de traitement d'images numériques, soit dans un dispositif de commande d'un appareil de radiographie. Avec les machines usuellement utilisées dans le domaine de la radiographie le procédé selon l'invention fournit des résultats en une trentaine de millisecondes pour le traitement d'une image ayant une
30 définition d'un million de points. Ces performances sont très satisfaisantes dans un contexte temps réel. Un opérateur n'a pas l'impression d'attendre l'image.

Dans une variante le critère de fin d'itération est un nombre d'itérations supérieur à 5.

35 Dans une variante R est dans l'intervalle $[3 \dots 10]$.

Dans une variante R est supérieur à 10.

REVENDEICATIONS

1 - Procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique comportant les étapes suivantes:

- 5 - on acquiert (101) au moins deux images $i-1$, et i , d'une même zone,
 - on transcode les images acquises en images numériques identifiable
 à des matrices de dimensions horizontale x verticale égale à $N \times M$, chaque
 image numérique étant alors composée de $N.M$ points, chaque point d'une
 image i étant identifiable par ses coordonnées $0 < x < N$, et $0 < y < M$, on
 10 parle alors d'un point $P_i(x,y)$, à chaque $P_i(x,y)$ correspond une valeur v
 résultat de l'acquisition de l'image, la valeur v ayant une dynamique comprise
 entre V_{min} et V_{max} ,

 procédé caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes:

- on divise (102) la dynamique $V_{max} - V_{min}$ en sous groupes définis
 15 par une borne inférieure B_i et une borne supérieure B_s , les sous groupes
 étant d'intersection nulle, la réunion des sous groupes couvrant la dynamique
 $V_{max} - V_{min}$, un point d'une image i appartient alors à un sous groupe
 donné lorsque $B_i \leq P_i(x,y) < B_s$,
 - on calcule (103) , pour au moins un sous groupe SG, l'écart type σ
 20 des $P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)$,
 - on discrimine (104) les $P_i(x,y)$ de SG en ne conservant que ceux tels
 que le critère C :

$$P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y) < \mu(P_i(x,y) - P_{i-1}(x,y)) + k.\sigma,$$

soit satisfait, on obtient ainsi un sous groupe SG',

- 25 - on applique (105) les mêmes traitements au sous groupe SG' qu'au
 sous groupe SG et ainsi de suite par itération jusqu'à obtenir un sous groupe
 SG'' correspondant à un critère de fin d'itération,
 - on effectue (107) les traitements itératifs sur tous les sous groupes
 définis dans la dynamique $V_{max} - V_{min}$, pour chaque sous groupe on obtient
 30 ainsi un écart type associé à une abscisse $v = (B_i + B_s) / 2$,
 - on effectue (108) une régression sur les points obtenus à l'étape
 précédente pour déterminer les coefficients α , β et γ de la fonction de bruit:

$$\sigma(v) = \alpha.\sqrt{v} + \beta.v + \gamma$$

définissant le bruit fluoroscopique pour un v donné.

- 35 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que avant la

régression, et après la discrimination, on élimine (106) pour la suite du traitement les sous groupes non centrés, c'est à dire les sous groupes tel que la moyenne du sous groupe est supérieure à 1 fois l'écart type, 1 valant de préférence 1.5.

5 3 - Procédé selon l'une des revendications 1 ou 2 caractérisé en ce qu'on applique la fonction de bruit aux images i pour réduire le bruit fluoroscopique dans cette image.

4 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que k est un nombre non nul.

10 5 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le critère de fin d'itération est un nombre d'itérations supérieur à 5.

6 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le critère de fin d'itération est le fait que tous les points de SG' satisfont au critère C.

15 7 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que:

- lors d'une première régression on obtient des premiers coefficients α , β et γ déterminant une courbe séparant les sous groupes en deux, ceux dont l'écart type est au dessus de la première courbe, et ceux dont l'écart type est en dessous de la première courbe,

- on applique (109 - 110) une pondération P inférieure à 1 à l'écart type des sous groupes dont l'écart type est situé au dessus de la première courbe,

20 - on effectue une deuxième régression à partir des sous groupes pondérés pour obtenir des deuxièmes coefficients α' , β' et γ' déterminant une nouvelle courbe de bruit,

- on effectue à partir de la nouvelle courbe les même traitement que ceux effectués à partir de la première courbe et ainsi de suite un nombre R de fois.

30 8 - Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que P est dans l'intervalle $[0,75 \dots 0,99]$.

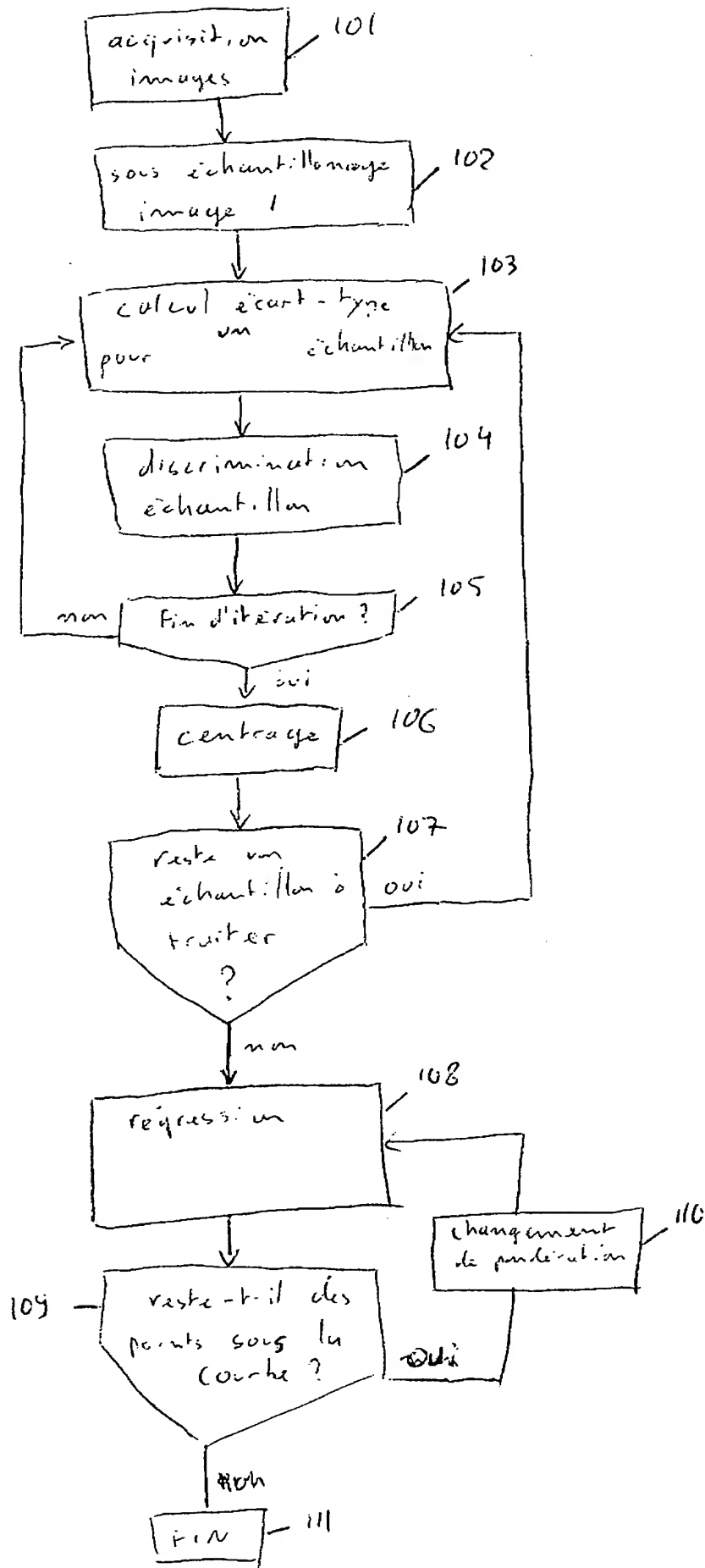
9 - Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que P est dans l'intervalle $[0 \dots 0,75]$.

35 10 - Procédé selon l'une des revendications 7 à 9, caractérisé en ce que R est dans l'intervalle $[3 \dots 10]$.

12

11 - Procédé selon l'une des revendications 7 à 9, caractérisé en ce que R est supérieur à 10.

Fig 1



1 / 2

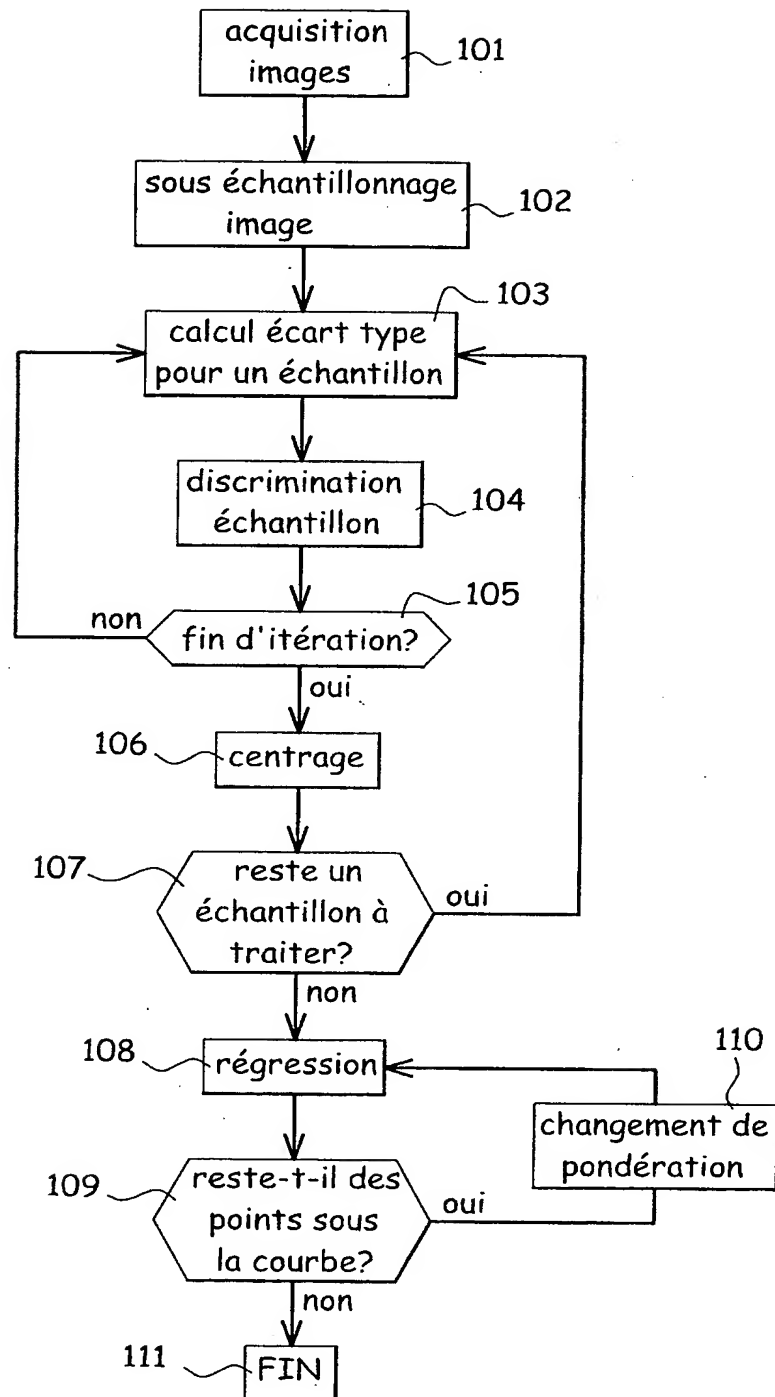
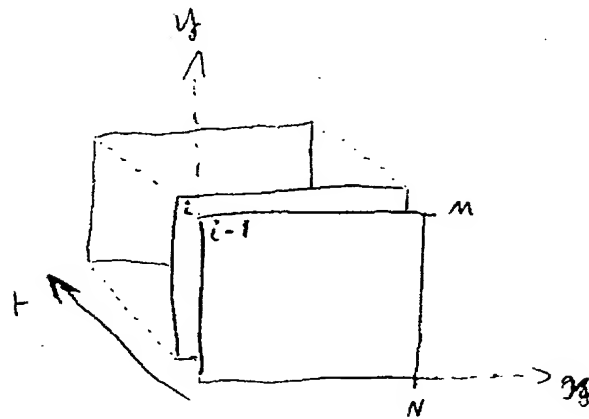
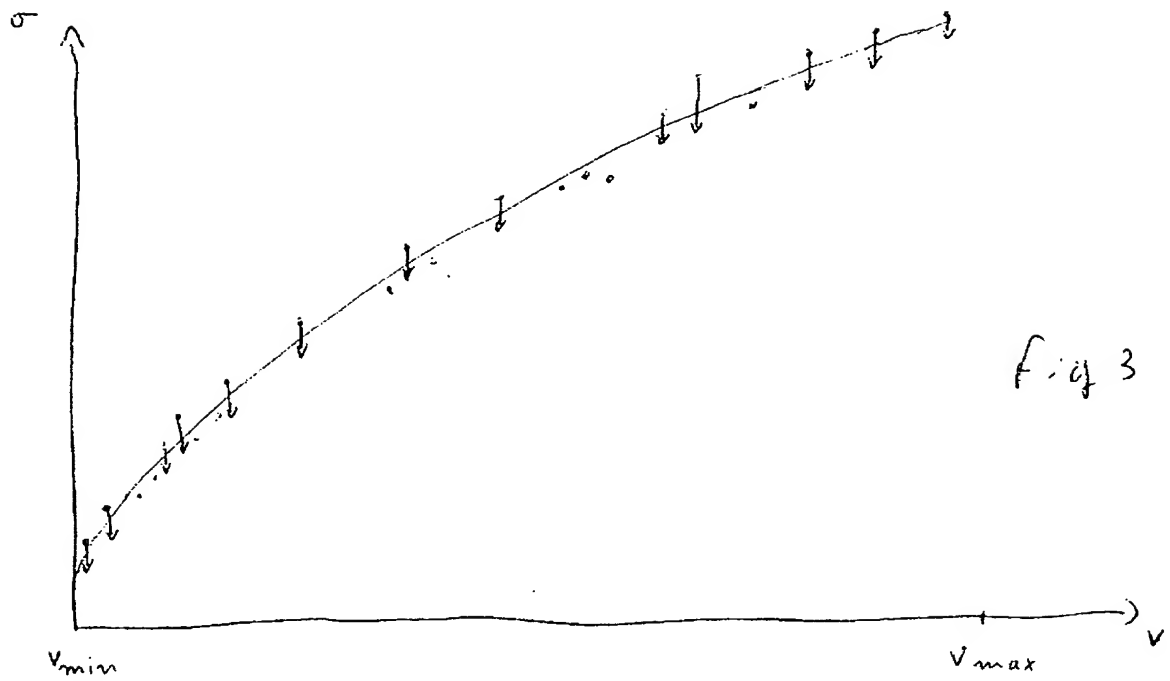


Fig. 1



2 / 2

Fig. 2

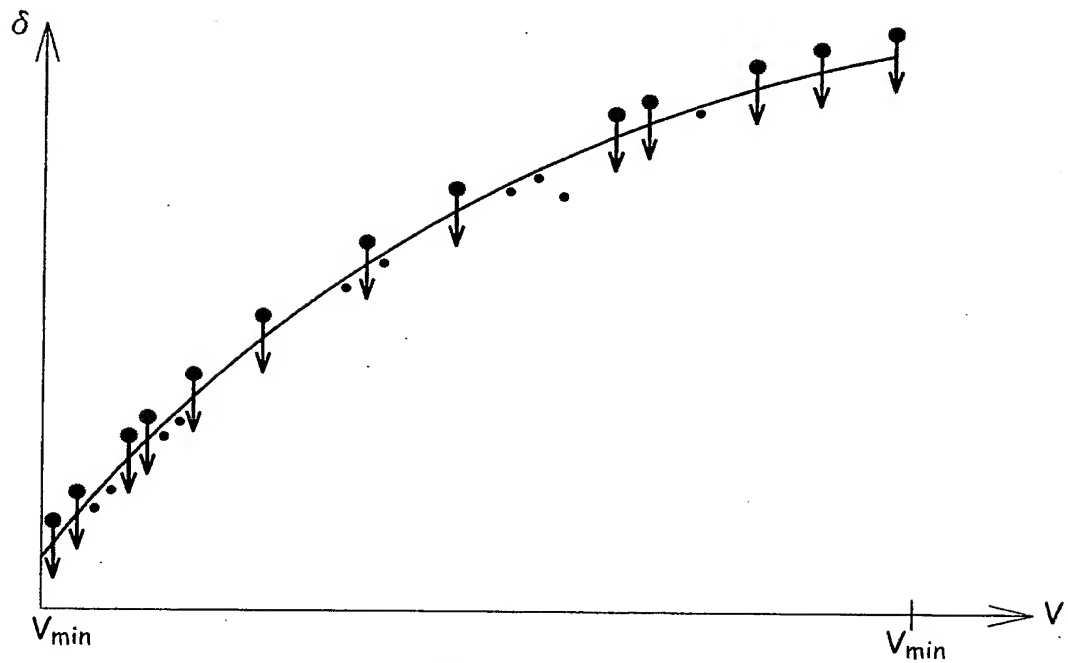
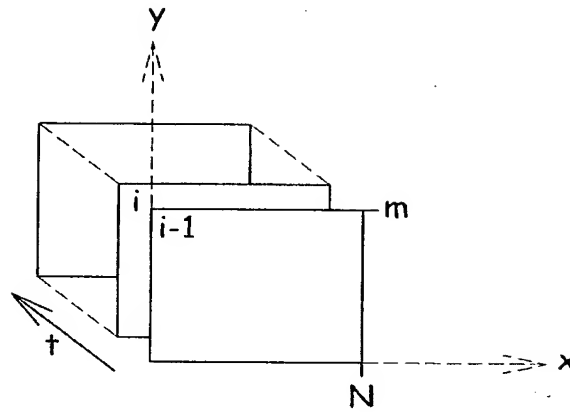


Fig. 3

Fig. 2

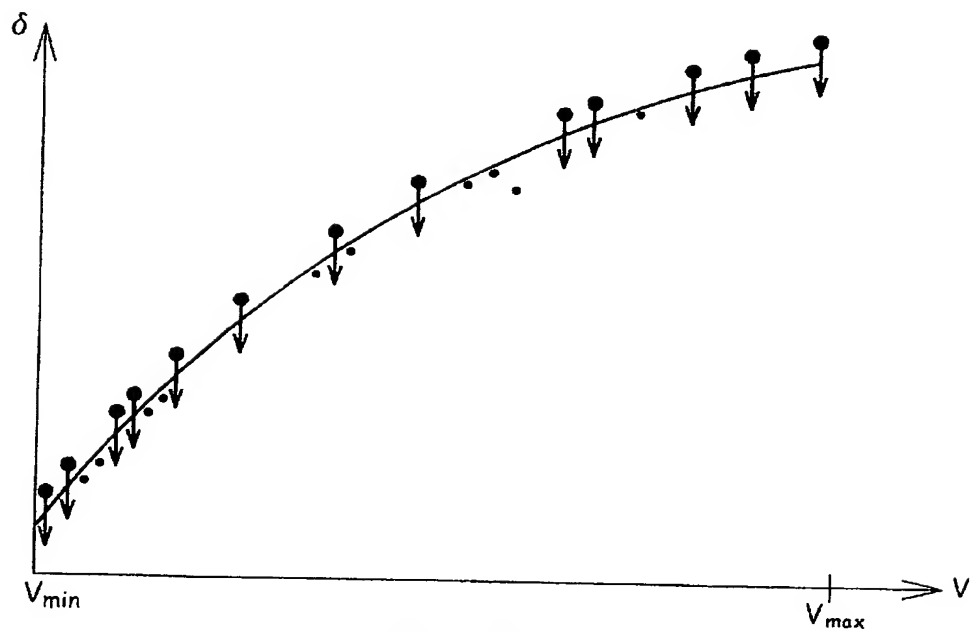
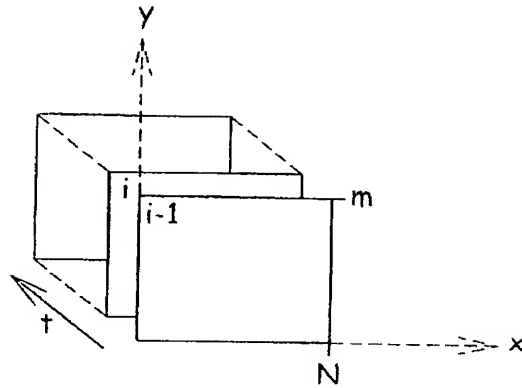



Fig. 3



BREVET D'INVENTION

Désignation de l'inventeur

| | |
|--|---|
| V s références pour ce dossier | 10774 FR |
| N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL | 021366 |
| TITRE DE L'INVENTION | |
| | Procédé de détermination d'un bruit fluoroscopique |
| LE(S) DEMANDEUR(S) OU LE(S) MANDATAIRE(S): | Christian Norbert Marie SCHMIT |
| DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S): | |
| Inventeur 1 | |
| Nom | ALLOUCHE |
| Prénoms | Cyril |
| Rue | 2, impasse des Jardins |
| Code postal et ville | 78490 MONTFORT L'AMAURY |
| Société d'appartenance | |
| DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE | |
| Signé par: | Christian Norbert Marie SCHMIT  |
| Date | 29 oct. 2002 |

loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.
e garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

Docket No. 14x2125560

Application No.

Inventor: ALLOUCHE

Title: METHOD FOR DETERMINING NOSE IN
RADIOGRAPHY

Attorney: Jay L. Chaskin, Reg. No. 24,030